

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND

**PRIORITY
DOCUMENT**
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)



REC'D 28 JUN 2004

WIPO PCT

Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

Aktenzeichen: 103 22 139.5
Anmeldetag: 16. Mai 2003
Anmelder/Inhaber: Siemens Aktiengesellschaft,
80333 München/DE
Bezeichnung: Verfahren zur Erzeugung von CT-Bildern von
einem sich zumindest teilweise bewegenden
Untersuchungsobjekt, sowie CT-Gerät zur
Durchführung dieses Verfahrens
IPC: A 61 B, G 01 N

**Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ur-
sprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.**

München, den 18. März 2004
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

Stanschus

Beschreibung

Verfahren zur Erzeugung von CT-Bildern von einem sich zumindest teilweise zyklisch bewegenden Untersuchungsobjekt, sowie

5 CT-Gerät zur Durchführung dieses Verfahrens

Die Erfindung betrifft ein Verfahren und ein Computertomographiegerät (CT-Gerät) zur Erzeugung von CT-Bildern von einem sich zumindest teilweise zyklisch bewegenden Untersuchungsobjekt, vorzugsweise von einem Patienten, wobei: mit einem Durchlauf das Untersuchungsobjekt durch eine spiralförmige Bewegung von mindestens einem Fokus und mindestens einem gegenüberliegenden Detektor abgetastet wird, die Abtastung des Untersuchungsbereiches mit einer relativen Vorschubgeschwindigkeit zwischen Gantry und Liege erfolgt, und aufgrund der durch die Abtastung gewonnenen Daten ein räumliches Bild der Absorptionskoeffizienten mit einer Vielzahl von Schnittebenen eines Untersuchungsvolumens ermittelt wird.

10 Ein ähnliches Verfahren und ein ähnliches CT-Gerät sind beispielsweise aus der Offenlegungsschrift DE 198 42 238 A2 bekannt. Diese Schrift offenbart ein Aufnahmeverfahren für ein sich periodisch bewegendes Objekt, insbesondere einen Patienten mit schlagendem Herzen, mit einer Bewegungs- und einer Ruhephase mittels eines CT-Gerätes mit spiralförmig um das Untersuchungsobjekt rotierenden Gantry mit Fokus und mehrzeiligem Detektor, wobei für einen vollständigen Durchlauf die Vorschubgeschwindigkeit der Patientenliege so eingestellt wird, dass ausreichende Bildinformationen aus der Ruhephase zur Rekonstruktion des bewegten Objektes gesammelt werden können. Die Bewegungs- beziehungsweise Ruhephasen können durch ein angeschlossenes EKG bestimmt werden.

15 Nachteilig ist bei dieser Erfindung, dass eine relativ geringe Vorschubgeschwindigkeit notwendig ist und bedingt durch auch eine hohe Dosisbelastung während der Aufnahme in Kauf genommen werden muss.

Allgemein bekannt - beispielsweise aus „Bildgebende Systeme der medizinischen Diagnostik“, ISBN 89578-002-2, oder „Computer-Tomographie“, ISBN 3-89578-082-0, - sind andererseits

5 auch vielfältigste CT-Aufnahmeverfahren, einschließlich spezielle Rekonstruktionsverfahren von ruhenden Objekten, wobei jeweils für einen vollständigen Durchlauf eines Scan's eine konstante Vorschubgeschwindigkeit verwendet wird.

10 Der Nachteil solcher Verfahren liegt in der schlechten Aufnahmeequalität bedingt durch die Bewegungsunschärfe im Bereich des jeweils bewegten Teils des Aufnahmeeobjektes, beispielsweise des Herzens bei einem Patienten.

15 Soll nun eine CT-Scan einer Lunge eines Patienten durchgeführt werden, so führt die Bewegung des schlagenden Herzens zu Bewegungsunschärfen, im Bereich feiner Gefäße. Ebenso erzeugt diese Bewegungsunschärfe unbefriedigende Aufnahmeegebnisse, wenn zur Ermittlung der Lungenperfusion Differenzbil-
20 der aus nativer und kontrastiver Messungen erzeugt werden. Beide Messungen liegen ca. 10 Sekunden auseinander, so dass mit schnellen CT-Geräten beide Messungen während eines Luft- anhaltezyklus durchgeführt werden können. Trotzdem führt die Herzbewegung zu einer zwischenzeitlichen Lageveränderung der Lunge, und zu einer Verschiebung zwischen nativem und kontrastivem Bild. Würde alternativ die Aufnahme entsprechend dem Verfahren eines Cardio-CT's durchgeführt werden, so würde einerseits die Aufnahmedauer zu lang, so dass ein Luftanhalt-
30 tezyklus nicht für beide Aufnahmen ausreichen würde, und andererseits auch die applizierte Dosis für den Patienten zu hoch sein.

Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren zur Erzeugung von CT-Bildern von einem sich zumindest teil-
35 weise zyklisch bewegenden Untersuchungsobjekt, sowie CT-Gerät zur Durchführung dieses Verfahrens, zu finden, welches Bewe-

gungen innerhalb des aufzunehmenden Objektes kompensiert und gleichzeitig die Aufnahmezeit möglichst kurz hält.

Diese Aufgabe wird durch die Merkmale der unabhängigen Patentansprüche gelöst. Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind Gegenstand untergeordneter Ansprüche.

Die Erfinder haben erkannt, dass diese Aufgabe dadurch gelöst werden kann, dass während eines Scan-Durchlaufs unterschiedliche Vorschubgeschwindigkeiten verwendet werden, je nachdem ob gerade ein Bereich mit starken Bewegungsveränderungen oder ein weitgehend statischer Bereich abgetastet wird. Hierdurch kann beim Abtasten des sich bewegenden Bereiches ein an sich bekanntes Rekonstruktionsverfahren aus der Cardio-CT mit relativ geringer Vorschubgeschwindigkeit und bei der Abtastung von weitgehend statischen Bereichen das normale Rekonstruktionsverfahren mit hoher Vorschubgeschwindigkeit genutzt werden. Insgesamt wird damit eine kurze Gesamt-Scan-Zeit erreicht, so dass auch während eines einzigen Luftanhältezyklus je eine native und eine kontrastive 3D-Aufnahme zur Erzeugung eines 3D-Differenzbildes erzeugt werden können.

Basierend auf diesem Grundgedanken schlagen die Erfinder nun vor, das an sich bekannte Verfahren zur Erzeugung von CT-Bildern von einem sich zumindest teilweise sich zyklisch bewegenden Untersuchungsobjekt, vorzugsweise von einem Patienten, zu verbessern, wobei beim bekannten Verfahren mit einem Durchlauf das Untersuchungsobjekt durch eine spiralförmige Bewegung von mindestens einem Fokus und mindestens einem gegenüberliegenden Detektor abgetastet wird, die Abtastung des Untersuchungsbereiches mit einer relativen Vorschubgeschwindigkeit v_t zwischen Gantry und Liege erfolgt, und aufgrund der durch die Abtastung gewonnenen Daten ein räumliches Bild der Absorptionskoeffizienten mit einer Vielzahl von Schnittebenen eines Untersuchungsvolumens ermittelt wird. Die erfindungsgemäße Verbesserung des Verfahrens liegt darin, dass während eines Durchlaufes der Abtastung des Untersuchungsb-

jetzt mindestens zwei unterschiedliche Vorschubgeschwindigkeiten $v_1 > v_2$ verwendet werden.

Grundsätzlich sind zwei unterschiedliche Verfahren möglich, 5 durch die mit unterschiedlichen Vorschubgeschwindigkeiten während eines Scan-Durchlaufes gearbeitet werden kann.

Einerseits kann das Untersuchungsobjekt in bewegte und unbewegte Bereiche eingeteilt werden, so dass beim Durchlauf entsprechend des jeweils abgetasteten Bereiches die Vorschubgeschwindigkeit angepasst wird. Hierbei wird für die unbewegten oder statischen Bereiche eine hohe Vorschubgeschwindigkeit und im bewegten Bereich eine niedrige Vorschubgeschwindigkeit gewählt. Bei der niedrigen Vorschubgeschwindigkeit können 10 dann die an sich bekannten Verfahren zur Aufnahme zyklisch bewegter Objekte verwendet werden.

Andererseits kann beim Durchlauf selbst detektiert werden, ob eine Bewegung im aktuellen Abtastbereich vorliegt oder nicht, 20 und die Vorschubgeschwindigkeit sozusagen „online“ in Abhängigkeit von der Bewegungssituation geregelt wird. Hier besteht nun wiederum einerseits die Möglichkeit, wie oben geschildert, mit geringer Vorschubgeschwindigkeit und unter Verwendung bekannter Cardio-CT-Verfahren den bewegten Bereich insgesamt abzutasten. Andererseits kann auch bei einer Be- 30 trachtung mit einer höheren zeitlichen Auflösung jeweils für die Dauer der Ruhephasen eine hohe Vorschubgeschwindigkeit gewählt werden und beim Einsetzen einer Bewegung im Abtastbereich eine langsame Vorschubgeschwindigkeit oder sogar kein Vorschub gewählt werden.

Entsprechend der erst geschilderten Variante des Verfahrens schlagen die Erfinder vor, dass das Untersuchungsobjekt in mindestens einen statischen Objektbereich und mindestens einen bewegten Objektbereich eingeteilt wird, wobei die höhere Vorschubgeschwindigkeit v_1 zur Abtastung eines statischen 35

Objektbereiches und die niedrigere Vorschubgeschwindigkeit v_2 zur Abtastung eines bewegten Objektbereiches dient.

Beispielsweise kann zur Aufteilung des Untersuchungsobjektes 5 in statische und bewegte Objektbereiche die Lage des schlafenden Herzens ermittelt werden, wobei auch vorbestimmte Grenzbereiche, die durch das schlagende Herz ebenfalls zu Bewegungen angeregt werden, mit in den definitionsgemäß bewegten Bereich einbezogen werden können.

10

Eine solche Ermittlung statischer und bewegter Objektbereiche vor dem Scan kann beispielsweise durch mindestens eine Topogramm-Aufnahme, teilweise auch Scout-Scan genannt, erfolgen. Hierbei wird das Untersuchungsobjekt relativ zum Gantry 15 mit nicht rotierendem Fokus und Detektor in Längsrichtung bewegt und eine Durchsichtaufnahme gewonnen.

Alternativ kann auch die Ermittlung statischer und bewegter Objektbereiche vor dem Scan durch mindestens eine optische 20 Aufnahme erfolgen.

Bei beiden Ermittlungsarten kann entweder durch manuellen Eingriff die Einteilung in bewegte und statische Bereiche erfolgen, oder es kann auch durch automatische Bilderkennungsverfahren, zum Beispiel der Herzbereich, als bewegter Bereich festgelegt werden. Möglich ist auch, die Bewegung direkt aus den CT-Messdaten zu bestimmen. Dies kann beispielsweise geschehen, indem die Differenzwertsignale von direkten und komplementären Röntgenstrahlen (d.h. in Parallelgeometrie um 180° versetzt liegende Strahlen) aufgezeichnet werden. Werden die Detektordaten im Bereich des sich bewegenden Objekts in Horizontalrichtung integriert, lässt sich ein Bewegungssignal bestimmen, das die rhythmische Bewegung des Objekts wiederspiegelt.

35

Eine besonders vorteilhafte Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens sieht vor, dass der Übergang zwischen den Vor-

schubgeschwindigkeiten mit einer vorgegebenen maximalen Beschleunigung erfolgt. Hierdurch wird vermieden, dass das Untersuchungsobjekt, insbesondere wenn es sich um einen Patienten handelt, durch den Vorgang zu starker Beschleunigung insgesamt zu Bewegungen angeregt wird, die sich störend auswirken. Soll ein solcher Einfluss auf den Patienten völlig vermieden werden, so kann entgegen der sonst üblichen Ausbildung von CT-Geräten zur Relativbewegung von Gantry zu Patient ein verfahrbares Gantry bei im Raum stillstehenden Patienten verwendet werden. In solch einem Fall wird der Patient oder das Untersuchungsobjekt nicht durch die Veränderung der Vorschubgeschwindigkeiten beeinflusst.

Gemäß der weiteren, oben beschriebenen Variante schlagen die Erfinder auch vor, dass während des Durchlaufs die Bewegung des Untersuchungsobjektes im aktuellen Scan-Bereich detektiert wird und bei Detektion einer Bewegung eine niedrige Vorschubgeschwindigkeit v_2 und bei Detektion eines statischen Zustandes eine höhere Vorschubgeschwindigkeit v_1 gewählt wird. Die geringe Vorschubgeschwindigkeit kann erfindungsmäßig in einem Spezialfall auch dem Stillstand entsprechen.

In einer besonderen Ausführung des Verfahrens ist vorgesehen, dass die Detektion der Bewegung des Untersuchungsobjektes im aktuellen Scan-Bereich dadurch erfolgt, dass die Intensitätsmessung mindestens eines Paares von Strahlen auf einer gemeinsamen Strahlenachse, vorzugsweise zweier gegenläufiger Strahlen, zu zwei aufeinander folgenden Zeitpunkten verglichen wird. Hierbei wird der Umstand genutzt, dass bei einem Mehrzeilen-Spiral-CT die Gesamtabsorption des gleichen Strahlenganges durch das Untersuchungsobjekt zeitlich versetzt mehrfach gemessen wird und aufgrund von Änderungen in der Absorptionsmessung auf eine Veränderung - also eine Bewegung - innerhalb des Strahlenganges geschlossen werden kann.

Weiterhin kann in einer speziellen Ausführung des Verfahrens beim Scan mit niedriger Vorschubgeschwindigkeit die Bewegung

des Herzens durch EKG-Ableitungen zeitlich aufgelöst und in Bewegungsphasen und Ruhephasen aufgeteilt werden, wobei nur detektierte Daten aus der Ruhephase zur Bilderstellung verwendet werden.

5

Zum Zwecke der rauschäquivalenten Darstellung im statischen und bewegten Untersuchungsbereich wird auch vorgeschlagen, dass die Strahlungsintensität, die von dem mindestens einen Fokus ausgeht, der jeweils aktuellen Vorschubgeschwindigkeit v_t angepasst wird. Beispielsweise kann dies durch Steuerung/Regelung des Röhrenstromes I_t in der Röntgenröhre erfolgen.

10

Neben dem erfindungsgemäßen Verfahren schlagen die Erfinder 15 auch die Verbesserung eines CT-Gerätes vor, welches zur Abtastung eines zumindest teilweise sich zyklisch bewegenden Untersuchungsobjektes, vorzugsweise eines Patienten, dient und mit einem von mindestens einem Fokus ausgehenden Strahlenbündel und mit mindestens einem flächig ausgebildeten Detektorarray mit einer Vielzahl von verteilten Detektorelementen 20 zum Detektieren der Strahlen des Strahlenbündels ausgestattet ist, wobei der mindestens eine Fokus relativ zu dem Untersuchungsobjekt auf einer das Untersuchungsobjekt umlaufenden spiralförmigen Fokusbahn mit einer Vorschubgeschwindigkeit v_t bewegt wird. Die Verbesserung liegt darin, dass zumindest Mittel zur Durchführung des oben geschilderten Verfahrens vorgesehen sind, wobei die genannten Mittel zumindest teilweise durch Programme oder Programm-Module verwirklicht werden können.

20

30 Entsprechend kann das erfindungsgemäße CT-Gerät über eine Vorrichtung zur Steuerung der Vorschubgeschwindigkeit v_t in Abhängigkeit von Bewegungszustand und/oder Scan-Bereich verfügen.

35

Die Erfindung wird nachfolgend anhand der in den beigefügten schematischen Zeichnungen dargestellten Ausführungsbeispiele

näher erläutert, wobei in den Figuren die folgenden Abkürzungen verwendet werden 1: Fokus; 2: Detektor; 3: Röntgenstrahl / Strahlenbündel; 4: Rechensystem; 5: Ausgabeeinheit; 6: Eingabeeinheit; B: Bewegungsphase; G: Grenzbereich der Bewegung; 5 L: Liege; M: Mittelachse der Spiralbahn; P: Patient / Untersuchungsobjekt; R: Ruhephase; S: Spiralbahn des Fokus; T: Topogramm; t: Zeit; v_t : Vorschubgeschwindigkeit; v_1 : hohe Vorschubgeschwindigkeit; v_2 : niedrige Vorschubgeschwindigkeit; V: Vorschub; x: x-Achse; z: z-Achse; α : stationärer Bereich; β : Bereich mit Bewegung; γ : Zwischenbereich von Bewegungsbereich zu stationärem Bereich.

Die Figuren zeigen im Einzelnen:

15 Fig. 1: Schematische Darstellung eines Spiral-CT's;
Fig. 2: Schematische Darstellung einer Spiralaufnahme;
Fig. 3: Topogramm mit Grenzen der bewegten und stationären Zonen;
Fig. 4: Vorschubverlauf über die z-Achse;
20 Fig. 5: Vorschubverlauf über die z-Achse mit Beschleunigungsbegrenzung;
Fig. 6: Topogramm mit bewegten, stationären und Übergangs-Zonen;
Fig. 7: Zeitlicher Verlauf der Bewegungs- und Ruhephasen;
Fig. 8: Verlauf des Vorschubs in Relation zu den Bewegungs- und Ruhephasen;
Fig. 9: Zeitlicher Verlauf des Vorschubs bei auftretenden Bewegungs- und Ruhephasen;
Fig. 10: Wegverlauf des Gantry relativ zum Patienten;
30 Fig. 11: Schematische Darstellung der Bewegungsdetektion durch Parallelstrahlen und deren komplementäre rücklaufende Strahlen.

35 Die Figur 1 zeigt eine schematische Darstellung eines Spiral-CT's mit einem, um einen Mittelpunkt M rotierenden Fokus 1, der einen konusförmigen Röntgenstrahl 3 zur Abtastung eines Patienten P aussendet. Dieses konusförmige Strahlenbündel 3

wird auf der dem Fokus gegenüberliegenden Seite durch einen ringförmig über 360° angeordneten Mehrzeilen-Detektor 2 aufgefangen und bezüglich seiner Intensität gemessen, so dass in an sich bekannter und vielfach beschriebener Weise ein räumliches Bild des Patienten in Bezug auf seine Absorptionskoef-
5 fizienten dargestellt werden kann. Zur Auswertung der gemes-
senen Rohdaten dient ein Rechensystem 4, das über eine Ausga-
beeinheit 5 und eine Eingabeeinheit 6 verfügt. Die grundsätz-
lichen Verfahren zur Auswertung der gemessenen Rohdaten sind
10 allgemein bekannt. Beispielhaft wird auf die bereits eingangs
beschriebene Veröffentlichung von Willi A. Kalender, Compu-
tertomographie, ISBN 3-89578-082-0, verwiesen. Im übrigen
steht mannigfaltige Patentliteratur bezüglich dieser Auswer-
tungsverfahren zur Verfügung.

15

Es wird außerdem darauf hingewiesen, dass die vorliegende Erfindung sich nicht ausschließlich auf das hier dargestellte CT bezieht, sondern auch mit einzeiligen Detektoren bezie-
hungsweise ein- oder mehrzeiligen Detektoren, die mit dem
20 Fokus mitrotieren oder auch CT-Geräten funktioniert, welche über mehrere Foken und mehrerer Detektoren verfügen, möglich ist. Wesentlich ist hierbei jedoch, dass sich bei der Messung der Rohdaten der Fokus auf einer spiralförmigen Bahn, wie in der Figur 2 gezeigt, relativ zum Patienten bewegt. Diese spiralförmige Bahn kann einerseits durch einen Vorschub des Pa-
tienten in z-Richtung bei gleichzeitig auf einer Kreisbahn rotierendem Fokus erreicht werden. Andererseits besteht auch die Möglichkeit den Patienten im Raum zu fixieren und aus-
schließlich den Fokus um den Patienten auf einer Spiralbahn
30 rotieren zu lassen. Hierbei kann entweder ein Detektor eben-
falls mitrotieren oder bei einem feststehenden kreisförmig angeordneten Detektor dieser lediglich in z-Richtung linear bewegt werden. Der Anstand zwischen zwei Spiralpunkten glei-
chen Winkels wird hierbei mit dem Vorschub V bezeichnet.

35

Zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens wird bei-
spielsweise mit einem CT - wie es in der Figur 1 dargestellt

wird - bei nicht rotierendem Fokus 1 eine Relativbewegung des Patienten in z-Richtung durchgeführt, so dass ein sogenanntes Topogramm des Patienten aufgenommen werden kann, welches im Grunde einer Durchlicht-Röntgenaufnahme des Patienten senkrecht zur z-Richtung entspricht. Hierbei wird allerdings kein Röntgenfilm belichtet, sondern die Intensitätswerte der gegenüber dem Fokus liegenden Detektoren in Abhängigkeit von der bewegten Strecke verarbeitet.

10 Ein solches Topogramm T ist in der Figur 3 dargestellt. Es zeigt die Durchlicht-Aufnahme des Patienten P im Thorax- und oberen Abdominalbereich.

15 Entsprechend dem erfindungsgemäßen Verfahren kann nun anhand dieser Aufnahme, manuell oder durch ein automatisches Bilderkennungsverfahren gestützt, der Bereich des Topogramms markiert werden, in dem mit einer Bewegungsunschärfe aufgrund des schlagenden Herzens zu rechnen ist. In der vorliegenden Figur 3 sind hierfür zwei Grenzen I und II dargestellt, wobei die beiden Grenzen I und II jeweils das obere und untere Ende des Herzens kennzeichnen. Somit ist auf der Strecke links der Grenzlinie I ein Bereich markiert, in dem mit keiner bis minimaler Bewegung zu rechnen ist, ebenso wie dies im Bereich rechts der Grenzlinie II der Fall ist. Im Bereich zwischen den Grenzen I - II ist aufgrund des schlagenden Herzens mit zyklisch vorliegenden Bewegungen aufgrund des Herzschlages zu rechnen, wobei in diesem Bereich I - II wiederum über die Zeitachse in an sich bekannter Weise Ruhephasen und Bewegungsphasen entsprechend den Herzzyklen vorkommen.

30 Zur Erzielung einer optimalen CT-Aufnahme schlagen die Erfinder in der besonderen hier geschilderten Ausführungsform vor, bei einem einzigen Durchlauf beziehungsweise Scan über das gesamte gezeigte Topogramm der Figur 3 mit zwei unterschiedlichen Vorschubgeschwindigkeiten v_1 und v_2 zu verfahren, wobei während des Durchlaufes zwei unterschiedliche Vorschubgeschwindigkeiten v_1 und v_2 verwendet werden.

Eine schematische Darstellung dieser unterschiedlichen Vorschubgeschwindigkeiten über den gesamten Scan-Bereich ist in der Figur 4 dargestellt, welche in ihrer räumlichen Anordnung 5 dem darüber liegenden Topogramm T der Figur 3 entspricht.

Diese Figur 4 zeigt in einem ersten Bereich α eine hohe Vorschubgeschwindigkeit v_1 , die gleichzeitig mit einem standardmäßigen Abtastverfahren eines CT's gekoppelt ist, welches 10 einem Spiral-Scan eines nicht bewegten Objektes entspricht, bei dem möglichst geringe Redundanzen bei der Messung auftreten sollten.

15 Anschließend erfolgt zwischen den Grenzen I und II ein Bereich β , in dem mit einer niedrigen Vorschubgeschwindigkeit v_2 verfahren wird, wobei hier bezüglich der Auswertung der gescannten Daten eine typische Cardio-Auswertung angewandt wird, wobei beispielsweise unter zu Hilfenahme von EKG-Messungen dafür gesorgt wird, dass zur Bildauswertung lediglich 20 Strahlen verwendet werden, die zu Ruhephasenzeiten des Herzens gemessen werden, während Strahlen zum Zeitpunkt einer Bewegungsphase verworfen oder zumindestens geringer gewichtet werden.

Am Ende dieses Bereich β , das heißt im Anschluss an die Grenze II, wird wieder mit einer hohen Vorschubgeschwindigkeit gearbeitet, wobei hier ebenfalls wieder mit einem normalen Scan-Verfahren - also ohne EKG-Kopplung - die Datensammlung und Bildaufbereitung erfolgt.

30 Wird der Patient auf einer beweglichen Liege relativ zum Gantry verschoben, um die gewünschte Spiral-Abtastung zu erreichen, so kann es bei einem solchen Geschwindigkeitswechsel zwischen zwei Vorschubgeschwindigkeiten v_1 und v_2 zu einer 35 zusätzlichen Bewegungsunschärfe kommen, da die hohe Beschleunigung beim Übergang zwischen den beiden Geschwindigkeiten zu einer ungewollten und unkontrollierten Bewegung des Patienten

führen kann. Diese ungewollte Bewegung, die ebenfalls in einer Aufnahmeunschärfe resultieren kann, kann beispielsweise dadurch vermieden oder zumindest vermindert werden, dass eine maximale Beschleunigung beim Übergang zwischen den beiden

5 Geschwindigkeiten verwendet wird, die ein solches „Verwackeln“ des Patienten vermeidet. Umgekehrt kann auch eine zu starke mechanische Belastung eines gegenüber dem Patienten in Sitzrichtung verfahrbaren Gantry vermieden werden, wenn eine solche Beschleunigungsbegrenzung eingeführt wird.

10

Dir Figur 5 zeigt ein solches Verfahren mit einer maximalen Beschleunigung, die in der Steigung der Kurve der Vorschubgeschwindigkeiten, zwischen der Vorschubgeschwindigkeit v_1 und v_2 , wiederzufinden ist. Hier ist zusätzlich zu den beiden Geschwindigkeitsbereichen α und β ein Zwischenbereich γ eingeführt, in dem unter kontrollierter positiver beziehungsweise negativer Beschleunigung der Übergang zwischen den beiden Vorschubgeschwindigkeiten v_1 und v_2 durchgeführt wird.

15

20 Basierend auf dem grundlegenden Gedanken der Erfindung schlagen die Erfinder eine weitere besondere Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens vor.

Bei diesem Verfahren ist grundsätzlich die Erstellung eines Topogramms zur Unterscheidung zwischen bewegten und stationären Scan-Bereichen nicht notwendig. Zur vereinfachten Erklärung ist jedoch in der Figur 6 ein solches Topogramm T dargestellt, an dem die besondere Ausführung des erfindungsgemäßen Verfahrens erklärt werden soll.

30

Das Topogramm aus der Figur 6 zeigt eine Überlagerung eines schematisch dargestellten Herzens, mit einem dieses Herz umgebenden, schraffierten Grenzbereich G. Dieser Grenzbereich G soll die Umgebung des Herzens definieren, welche aufgrund der Herzschläge ebenfalls zu einer Bewegung veranlasst werden. Dies sind im wesentlichen Bereiche der Lunge und des darunter liegenden Zwerchfells mit Teilen der angrenzenden Organe.

35

Wird nun eine Abtastung des Patienten durchgeführt, so beginnt diese Abtastung mit einer hohen Vorschubgeschwindigkeit, wobei ab einer 180° -Drehung des Fokus um den Patienten bei einem konusförmigen Strahlenverlauf immer einzelne Strahlen vorliegen, die auf einem identischen Weg, jedoch zeitversetzt das Gewebe durchdringen. Vergleicht man die gemessenen Absorptionswerte für zwei zeitversetzte Strahlen mit identischem Weg, so lässt sich aufgrund des Absorptionsverhaltens ermitteln, ob im Bereich dieser Strahlen eine Bewegung im Gewebe stattgefunden hat, da eine solche Bewegung zu einer Änderung der gemessenen Intensität in Abhängigkeit von der Zeit führen. Auf diese Weise lässt sich beispielsweise detektieren, ob der aktuell abgetastete Bereich einer momentanen Bewegung unterworfen ist oder sich in einer Ruhephase befindet.

Wird dieses Verfahren bei der Abtastung über die z-Achse hinweg durchgeführt, so lässt sich während der Abtastung des Patienten der momentane Bewegungs- beziehungsweise Ruhezustand im abgetasteten Bereich bestimmen und eine entsprechende, automatische Änderung der Abtastgeschwindigkeit durchführen.

Die Figur 7 zeigt beispielhaft die zyklische Zustandsänderung des Herzens, einschließlich des direkt benachbarten Bereiches G über die Zeitachse t. Der Zustand - B = Bewegung und R = Ruhe - ist in einer durchgehenden Kurve dargestellt.

Darunter ist in der Figur 8 zeitsynchron die Anpassung der Vorschubgeschwindigkeit v_t an die momentane dynamische Situation des jeweils gescannten Bereiches dargestellt. Die Figur 8 zeigt, dass die Vorschubgeschwindigkeit in einer Phase der Ruhe maximal, das heißt gleich v_1 ist und sobald eine Bewegung detektiert wird, auf 0 herunter gefahren wird. Dies bedeutet, bei einem solchen Verfahren wird der Vorschub zur Zeiten einer Bewegung auf 0 gesetzt, so dass ein Vorschub immer nur in den Ruhephasen stattfindet. Dies hat den Vor-

teil, dass bezüglich des Auswerteverfahrens der gesammelten Daten lediglich das normale Verfahren für die Abtastung statischer Objekte verwendet werden kann. Nachteilig ist dabei jedoch, dass falls die Patientenliege entsprechend bewegt wird, sich eine Art „Rütteln“ auf den Patienten übertragen kann. Hiergegen können jedoch Maßnahmen - wie sie im Zusammenhang mit der Figur 5 beschrieben wurden - eine Abhilfe oder zumindest eine Linderung schaffen. Des weiteren kann es für dieses besondere Verfahren vorteilhaft sein, anstelle des Patienten das gesamte Gantry zu bewegen, da der Patient hierdurch nicht zu Eigenbewegungen angeregt wird.

Ergänzend ist bezüglich der synchronen Darstellung der Figuren 7 und 8 darauf hinzuweisen, dass die Detektion der Bewegung mit einer - je nach verwendetem System unterschiedlich großen - Zeitverzögerung erfolgt, so dass sich das dargestellte leichte Nachhinken der Geschwindigkeitsveränderung in Figur 8 zur Situationsänderung in Figur 7 ergibt.

Betrachtet man den gesamten Durchlauf eines Scans, wie er in den Figuren 9 und 10 dargestellt wird, so ergibt sich in der Figur 9, die die Vorschubgeschwindigkeit über die Zeit des Scan-Durchlaufs zeigt, in dem ersten Bereich, in dem keine Bewegung des abgetasteten Bereiches trotz vorhandener Herzschläge gemessen wird, eine konstante hohe Vorschubgeschwindigkeit v_1 . Sobald der Abtastbereich die von der Herzbewegung betroffenen Bereiche des Patienten berührt, tritt ein zirkulärer Wechsel zwischen einer Vorschubgeschwindigkeit v_1 und der Vorschubgeschwindigkeit $v_2 = 0$ auf, die sobald dieser nicht stationäre Bereich wieder verlassen wird, in die stetige Vorschubgeschwindigkeit v_1 übergeht.

Die Figur 10 zeigt den zeitlichen Verlauf der Figur 9 als Gesamtvorschub in Richtung der z-Achse über die Zeit. Hier entsteht ein typischer Verlauf, der eine stetige Steigung mit zwischenzeitlichem treppenförmigen Verlauf im Bereich der Bewegung und anschließend wieder stetiger Steigung darstellt.

Schließlich ist noch eine Kombination der beiden Verfahren aus den Figuren 3 bis 5 und 6 bis 10 möglich, die hier allerdings graphisch nicht expliziert dargestellt sind. Hier wird

5 lediglich die Detektion einer Bewegung im jeweils abgescann-
ten Bereich vorgenommen, wie es zur Figur 6 erklärt wurde.
Jedoch erfolgt bei der Detektion des sich bewegenden Berei-
ches im Scanvolumen eine Umschaltung der Vorschubgeschwindig-
keit, wie sie in der Figur 4 dargestellt wurde, so dass so-
10 lange - räumlich gesehen - ein bewegter Bereich detektiert
wird, eine Cardiospirale mit niedriger Vorschubgeschwindig-
keit v_2 gefahren wird und sobald dieser Bereich wieder auf
der anderen Seite verlassen wird, die höhere Vorschubge-
schwindigkeit v_1 eingestellt werden kann. Zur Synchronisation
15 des Abtastverfahrens bezüglich der Bewegungs- und Ruhephasen
bei der Abtastung des bewegten Scan-Bereiches kann hierbei
beispielsweise ein EKG verwendet werden.

20 Ergänzend wird in der Figur 11 noch eine schematische Dar-
stellung der Bewegungsdetektion durch Parallelstrahlen und
deren komplementäre rücklaufende Strahlen gezeigt. Hier wird
im globalen Koordinatensystem mit den Koordinaten x, y, z (z-
Achse ist in der 2-dimensionalen Darstellung nicht sichtbar)
nach dem Parallel-Rebinning eine Parallelprojektion auf das
lokale Koordinatensystem mit den Koordinaten x', p, z im Winkel
 $\alpha_1 + \beta_1$ betrachtet. α_1 entspricht dabei dem Rotationswinkel in
Fan-Geometrie, und β_1 dem Winkel im Strahlenfächer.

30 Es sind zwei gegenläufige Strahlen mit jeweils durchgezogener
und gepunkteter Linie gezeigt, die ausgehend von den jeweils
als solider Punkt dargestellten Fokuspositionen gezeigt, die
allerdings zeitversetzt gemessen werden. Bleibt die dort er-
mittelte Strahlungsabschwächung konstant über die Zeit, so
kann von einem unbewegten durchstrahlten Objekt ausgegangen
35 werden, während eine Änderung der ermittelten Schwächung ge-
genläufiger, also um 180° und zeitlich versetzter, Strahlen
auf eine Bewegung des abgetasteten Objektbereiches hindeutet.

Selbstverständlich geht diese Annahme von einem Objekt mit inhomogener Massenstruktur - wie es beim Menschen der Fall ist und die es zu messen gilt - aus.

5 Ergänzend ist darauf hinzuweisen, dass zur Detektion der Bewegung oder zur automatischen Unterscheidung beweglicher und stationärer Bereiche auch Ultraschallinformationen, gegebenenfalls in Verbindung mit automatischen Bilderkennungsmethoden verwendet werden können.

10

Es versteht sich, dass die vorstehend genannten Merkmale der Erfindung nicht nur in der jeweils angegebenen Kombination, sondern auch in anderen Kombinationen oder in Alleinstellung verwendbar sind, ohne den Rahmen der Erfindung zu verlassen.

15

Zusammenfassend wird also mit der Erfindung ein Verfahren zur Erzeugung von CT-Bildern durch ein Spiral-CT von einem in Teilbereichen sich zyklisch bewegenden Untersuchungsobjekt vorgestellt, wobei während eines Durchlaufes der Abtastung 20 über das Untersuchungsobjekt unterschiedliche Vorschubgeschwindigkeiten v_1 und v_2 verwendet werden, je nachdem, ob der abgetastete Bereich - zeitlich und/oder räumlich gesehen - beweglich oder stationär ist. Ebenso wird ein CT vorgestellt, welches die Mittel zur Durchführung des beschriebenen Verfahrens aufweist.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Erzeugung von CT-Bildern von einem sich zumindest teilweise zyklisch bewegenden Untersuchungsobjekt, vorzugsweise von einem Patienten (P), wobei:
 - 1.1. mit einem Durchlauf das Untersuchungsobjekt durch eine spiralförmige Bewegung von mindestens einem Fokus (1) und mindestens einem gegenüberliegenden Detektor (2) abgetastet wird,
 - 1.2. die Abtastung des Untersuchungsbereiches mit einer relativen Vorschubgeschwindigkeit (v_t) zwischen Gantry (1, 2) und Liege (L) erfolgt, und
 - 1.3. aufgrund der durch die Abtastung gewonnenen Daten ein räumliches Bild der Absorptionskoeffizienten mit einer Vielzahl von Schnittebenen eines Untersuchungsvolumens ermittelt wird,
dadurch gekennzeichnet, dass
 - 1.4. während eines Durchlaufes der Abtastung des Untersuchungsobjektes (P) mindestens zwei unterschiedliche Vorschubgeschwindigkeiten ($v_1 > v_2$) verwendet werden.
2. Verfahren gemäß dem voranstehenden Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Untersuchungsobjekt in mindestens einen statischen Objektbereich und mindestens einen bewegten Objektbereich eingeteilt wird, wobei die höhere Vorschubgeschwindigkeit (v_1) zur Abtastung eines statischen Objektbereiches und die niedrigere Vorschubgeschwindigkeit (v_2) zur Abtastung eines bewegten Objektbereiches dient.
3. Verfahren gemäß dem voranstehenden Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass zur Aufteilung des Untersuchungsobjektes (P) in statische und bewegte Objektbereiche die Lage des schlagenden Herzens (H) ermittelt wird.

4. Verfahren gemäß dem voranstehenden Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Ermittlung statischer und bewegter Objektbereiche vor dem Scan durch mindestens eine Topogramm-Aufnahme (T) erfolgt.
5
5. Verfahren gemäß dem voranstehenden Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Ermittlung statischer und bewegter Objektbereiche vor dem Scan durch mindestens eine optische Aufnahme, vorzugsweise mit anschließender manueller Einteilung der Bereiche, erfolgt.
10
6. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass der Übergang zwischen den Vorschubgeschwindigkeiten mit einer vorgegebenen maximalen Beschleunigung erfolgt.
15
7. Verfahren gemäß dem voranstehenden Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass während des Durchlaufs die Bewegung des Untersuchungsobjektes (P) im aktuellen Scan-Bereich ermittelt wird und bei Detektion einer Bewegung eine niedrige Vorschubgeschwindigkeit (v_2) und bei Detektion eines statischen Zustandes eine höhere Vorschubgeschwindigkeit (v_1) gewählt wird.
20
8. Verfahren gemäß dem voranstehenden Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Detektion der Bewegung des Untersuchungsobjektes (P) im aktuellen Scan-Bereich dadurch erfolgt, dass die Intensitätsmessung mindestens eines Paares von Strahlen auf einer gemeinsamen Strahlenachse, vorzugsweise zweier gegenläufiger Strahlen, zu zwei aufeinander folgenden Zeitpunkten verglichen wird.
30
- 35 9. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass beim Scan mit niedriger Vorschubgeschwindigkeit (v_2) die Bewegung

des Herzens (H) durch EKG-Ableitungen zeitlich aufgelöst und in Bewegungsphasen (B) und Ruhephasen (R) aufgeteilt wird, wobei nur detektierte Daten aus der Ruhephase (R) zur Bilderstellung verwendet werden.

5

10. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Strahlungsintensität, die vom mindestens einem Fokus ausgeht, der jeweils aktuellen Vorschubgeschwindigkeit (v_t) angepasst wird.
15. Verfahren gemäß dem voranstehenden Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Strahlungsintensität durch Steuerung/Regelung eines Röhrenstromes (I_t) angepasst wird.
20. 12. CT-Gerät zur Abtastung eines zumindest teilweise sich zyklisch bewegenden Untersuchungsobjektes, vorzugsweise eines Patienten, mit einem von mindestens einem Fokus (1) ausgehenden Strahlenbündel und mit mindestens einem flächig ausgebildeten Detektor (2) mit einer Vielzahl von verteilten Detektorelementen zum Detektieren der Strahlen des Strahlenbündels (3), wobei der mindestens eine Fokus (1) relativ zu dem Untersuchungsobjekt (P) auf einer das Untersuchungsobjekt umlaufenden spiralförmigen Fokusbahn (S) mit einer Vorschubgeschwindigkeit (v_t) bewegt wird, dadurch gekennzeichnet, dass zumindest Mittel zur Durchführung des Verfahrens gemäß einem der Ansprüche 1 bis 11 vorgesehen sind.
30. 13. CT-Gerät gemäß Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass die genannten Mittel zumindest teilweise durch Programme oder Programm-Module verwirklicht werden.
35. 14. CT-Gerät gemäß einem der Ansprüche 12 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass eine Vorrichtung zur Steue-

rung der Vorschubgeschwindigkeit (v_t) in Abhängigkeit von Bewegungszustand und/oder Scanbereich vorgesehen ist.

Zusammenfassung

Verfahren zur Erzeugung von CT-Bildern von einem sich zumindest teilweise zyklisch bewegenden Untersuchungsobjekt, sowie

5 CT-Gerät zur Durchführung dieses Verfahrens

Die Erfindung betrifft ein Verfahren und ein Computertomographiegerät (CT-Gerät) zur Erzeugung von CT-Bildern durch ein Spiral-CT von einem in Teilbereichen sich zyklisch bewegenden Untersuchungsobjekt, wobei während eines Durchlaufes der Abtastung über das Untersuchungsobjekt unterschiedliche Vorschubgeschwindigkeiten v_1 und v_2 verwendet werden, je nachdem, ob der abgetastete Bereich - zeitlich und/oder räumlich gesehen - beweglich oder stationär ist.

15

FIG 4

200300077

1 / 4

FIG 1

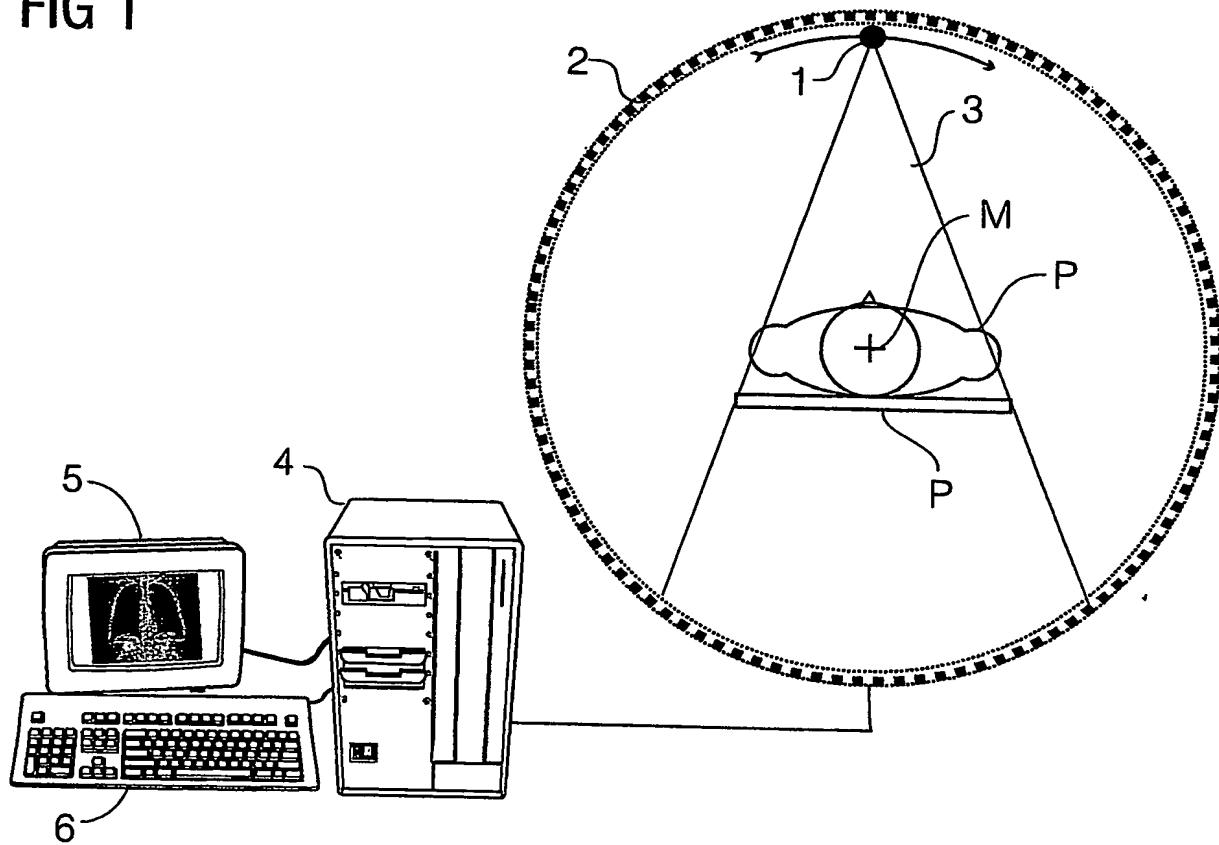


FIG 2

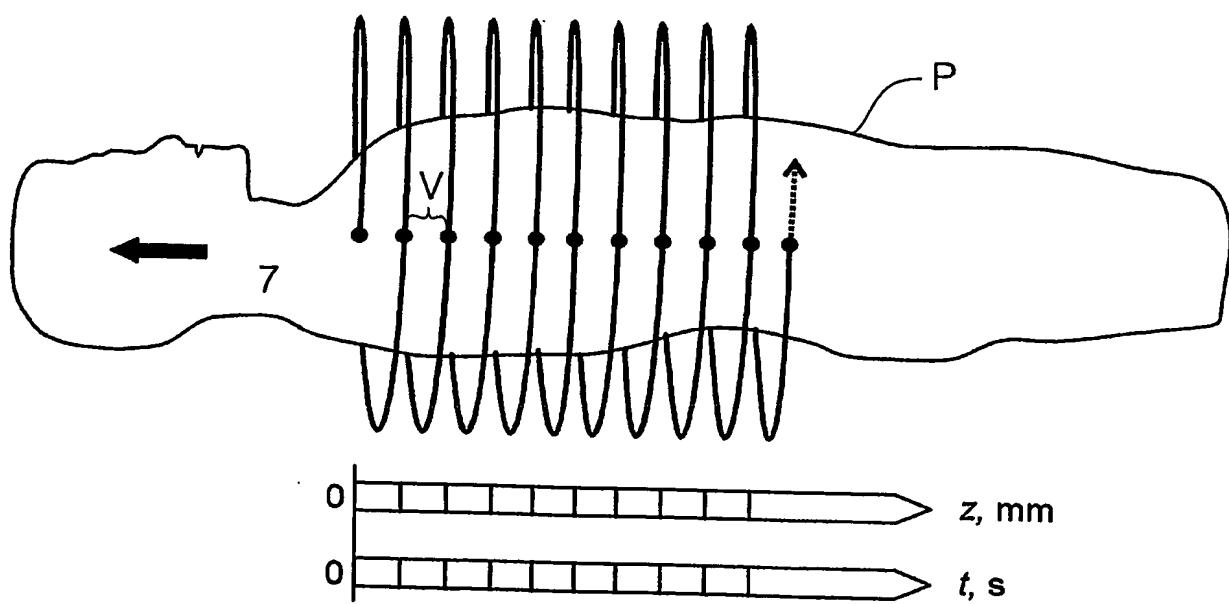
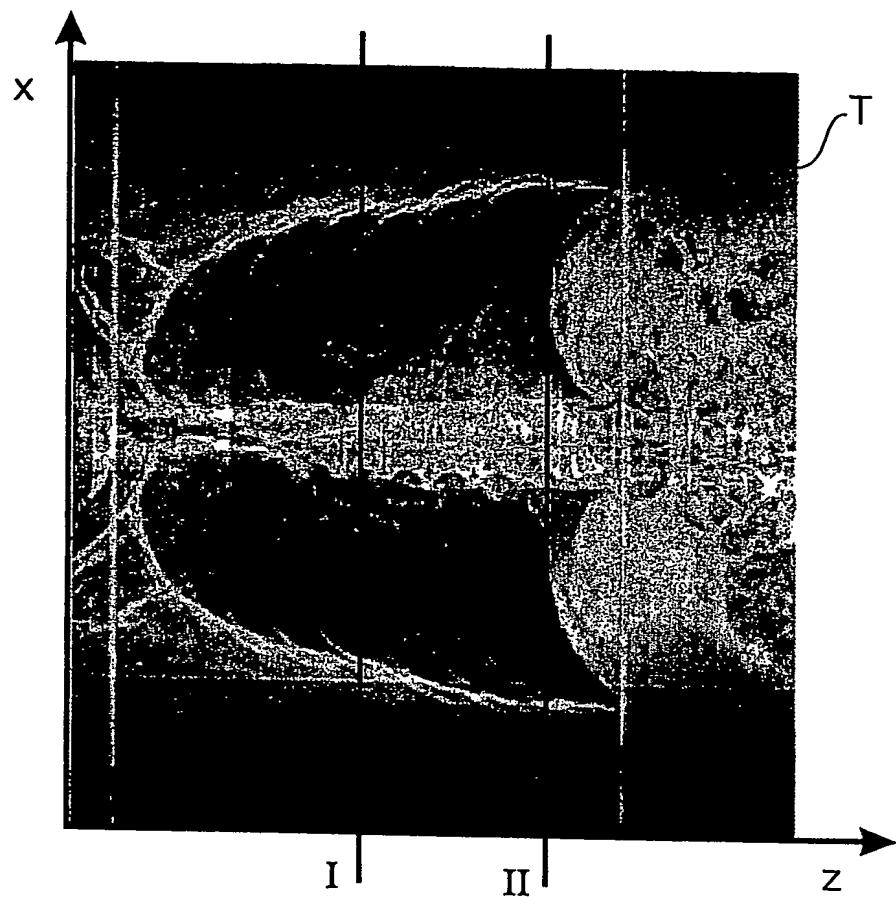


FIG 3



Best Available Copy

FIG 4

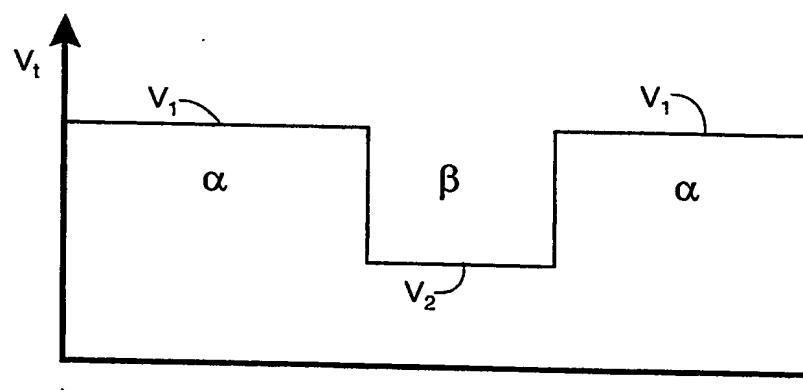
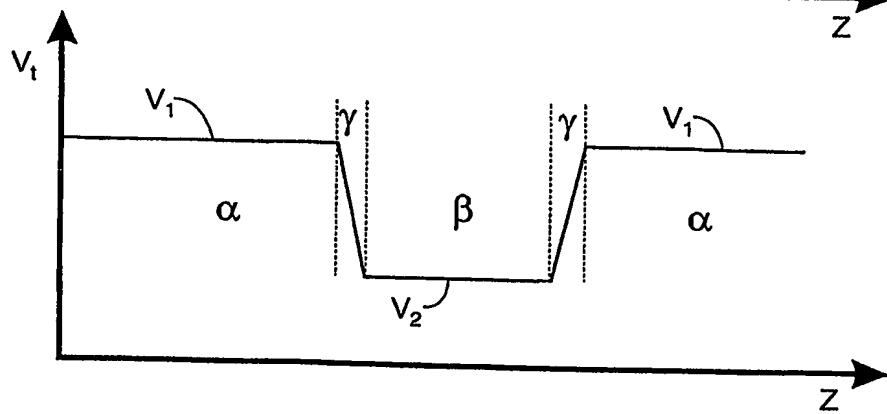


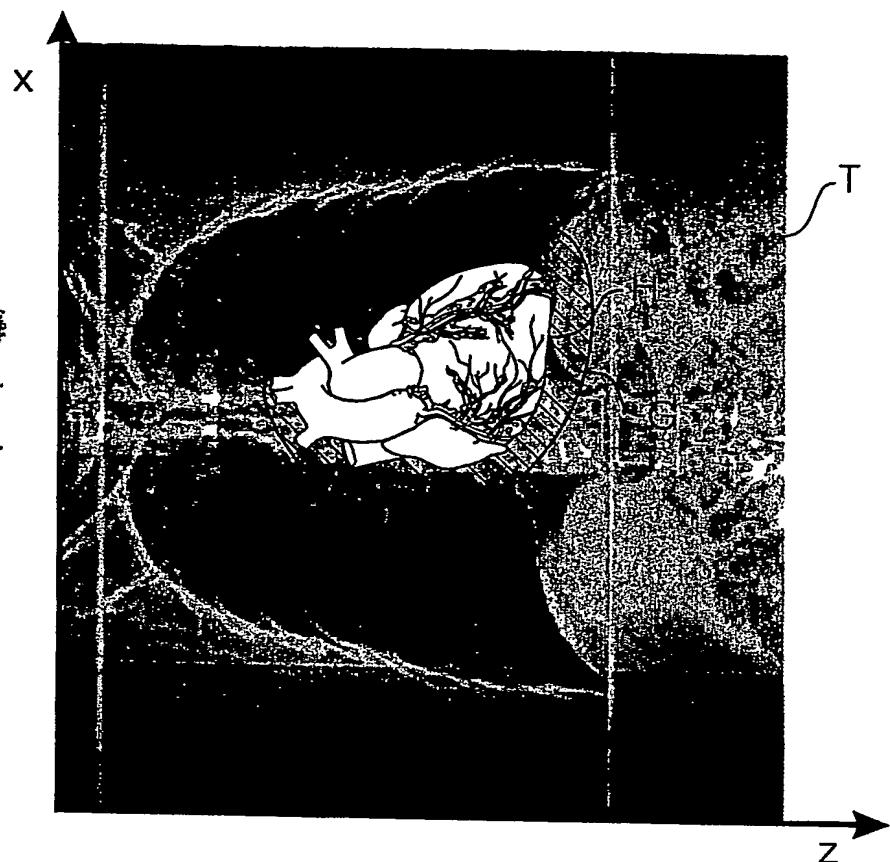
FIG 5



200300077

3 / 4

FIG 6



Best Available Copy

FIG 7

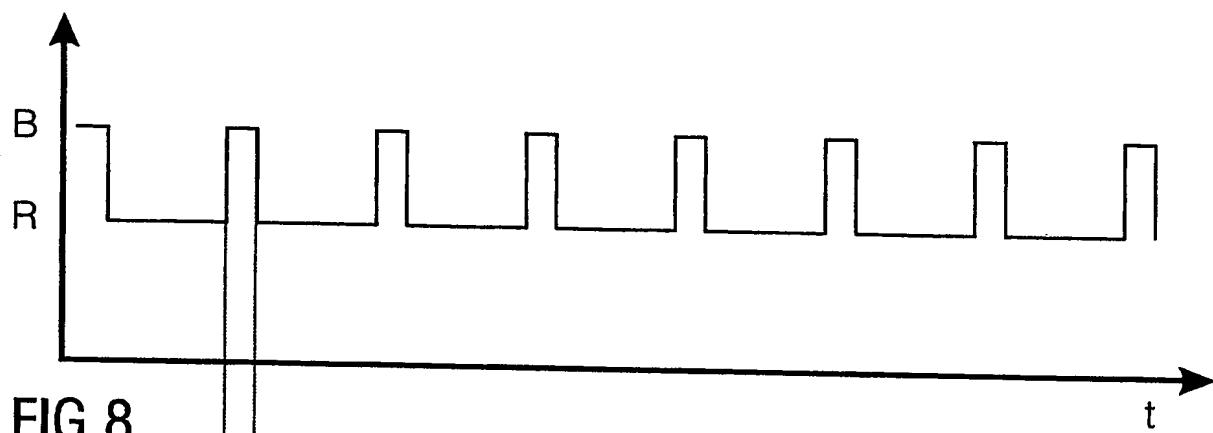
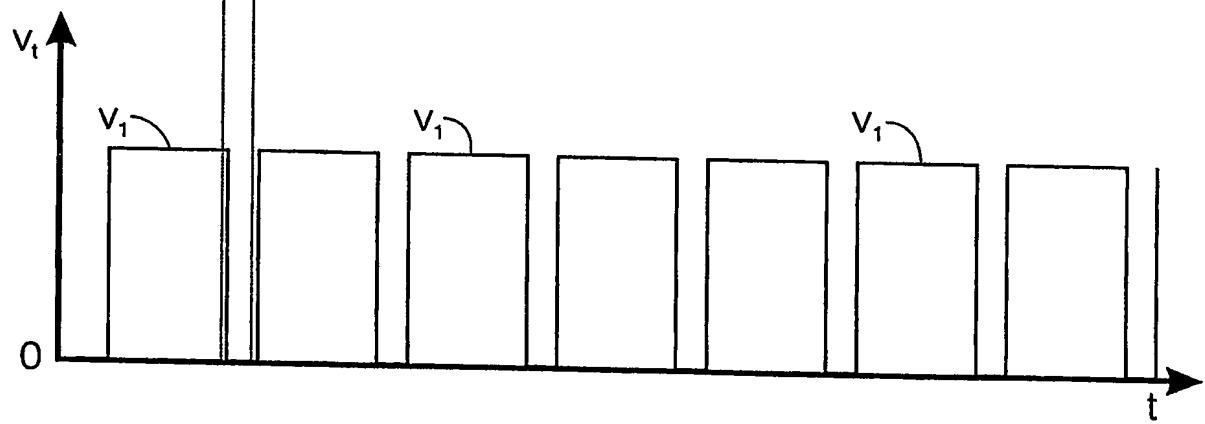


FIG 8



200300077

4 / 4

Post Available Copy

FIG 9

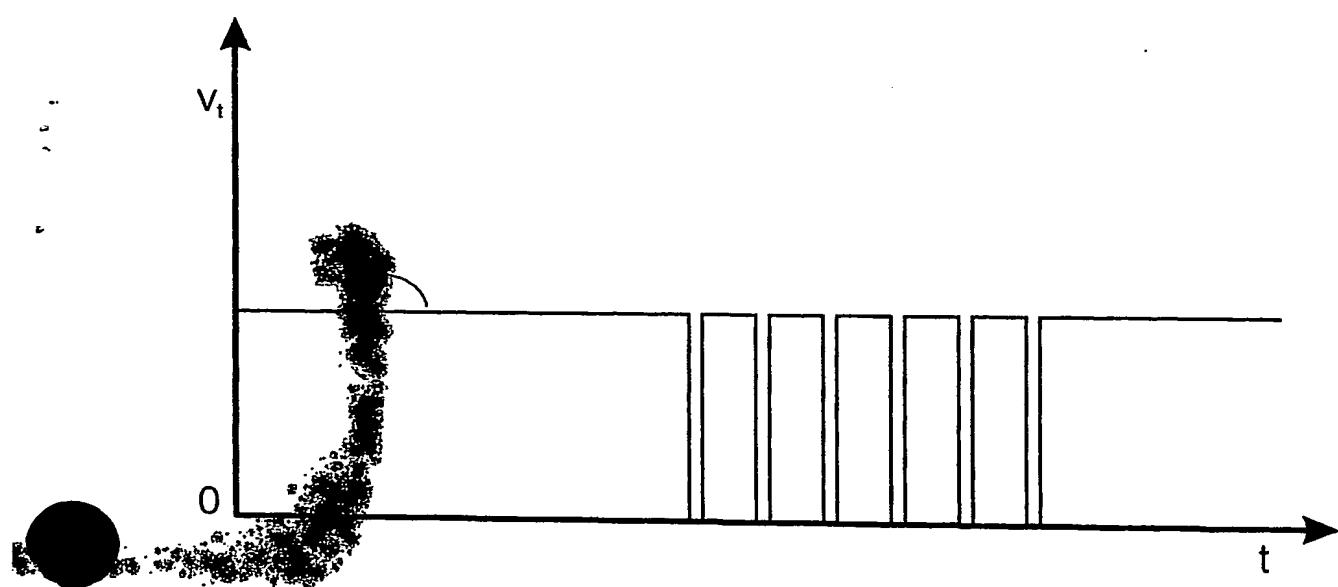


FIG 10

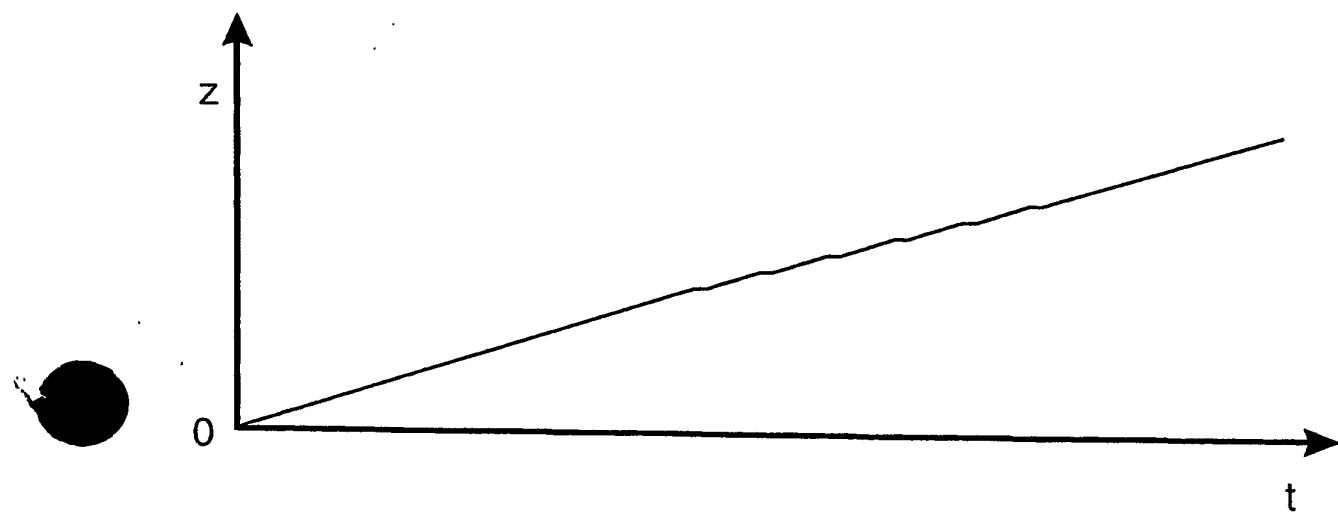
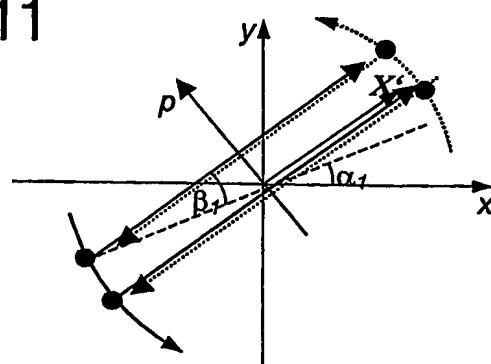


FIG 11



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- BLACK BORDERS**
- IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- FADED TEXT OR DRAWING**
- BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- SKEWED/SLANTED IMAGES**
- COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- GRAY SCALE DOCUMENTS**
- LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.